

Maine
1962

W. Triebel



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554410_0013

Aus der Kinderklinik der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor: Professor Dr. med. U. Köttgen)

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DAS
VERHALTEN DER PULSWELLENGESCHWINDIGKEIT
IN DER ARMARTERIE UND DER AORTA
WÄHREND DER ERSTEN LEBENSJAHRE

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität zu Mainz

vorgelegt von

WILLEM TIEBEL

aus Berlin



MAINZ 1962

Dekan: Professor Dr. Dr. K. Lang
Referent: Professor Dr. F. Graser
Korreferent: Professor Dr. U. Köttgen
Tag der mündlichen Prüfung: 13. Februar 1962

GESAMTHERSTELLUNG:

DITTERS BÜRODIENST, MAINZ, Augustinerstraße 64-66

MEINEN LIEBEN ELTERN
UND
MEINER VEREHRTEN GROSSMUTTER, FRAU PARKER,
IN DANKBARKEIT GEWIDMET

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

A. Einleitung	1
B. Methode zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit und ihre Berechnung	1
C. Ergebnisse	10
D. Bemerkungen über Anatomie und Physiologie der Arterien im frühen Kindesalter	14
E. Besprechung der Ergebnisse der Pulswellengeschwindigkeit in Aorta und Armarterie	19
F. Zusammenfassung	24
G. Literaturverzeichnis	25

A. EINLEITUNG

Dieser Arbeit ist die Aufgabe gestellt, aus der Dynamik des Kreislaufes des frühen Kindesalters einen weiteren hämodynamischen Faktor zu beobachten und zu beschreiben, und zwar handelt es sich um die Pulswellengeschwindigkeit während der ersten Lebensjahre sowohl im elastischen als auch im muskulären Gefäß. Dabei befaßt sich diese Arbeit ausschließlich mit Werten unter normalen Kreislaufbedingungen, also nicht unter pathologischen Verhältnissen. Bis heute sind die Ergebnisse auf dem Gebiet, dem sich diese Abhandlung widmen soll, recht spärlich; das mag an der Schwierigkeit der Durchführung der Untersuchung bei Kleinstkindern liegen. In den letzten fünfzehn Jahren wurden für die Aorta bereits die Werte der Pulswellengeschwindigkeit in den zwei ersten Lebensjahren von GRASER sowie auch KEUTH bestimmt. Der Schwerpunkt dieser Arbeit soll deshalb darauf beruhen, einen Beitrag zur Bestimmung der Wellengeschwindigkeit besonders in den Armgefäßen ebenfalls während der gleichen Lebenszeit zu liefern. Diese Forderung scheint dadurch angezeigt zu sein, daß ROMINGER Ergebnisse über die Pulswellengeschwindigkeit in den Armgefäßen für das gleiche Lebensalter bekannt gab, die bei erster Betrachtung den Messungsergebnissen in der Aorta gänzlich entgegengesetzt zu sein scheinen. Inwieweit diese unterschiedlichen Wellengeschwindigkeiten bestätigt werden können, und sich diese beiden verschiedenen Auffassungen miteinander vereinbaren lassen, und ob schließlich beide Ergebnisskalen sich sinnvoll im Rahmen der Kreislaufphysiologie interpretieren lassen, soll diese Arbeit zu klären versuchen.

B. METHODE ZUR BESTIMMUNG DER PULSWELLENGESCHWINDIGKEIT UND IHRE BERECHNUNG

Die Pulswellengeschwindigkeit c errechnet sich aus der Arterienlänge zwischen den beiden Pulsabnahmestellen, dividiert durch die Verspätung des peripheren gegenüber dem zentralen Puls. Also:

$$c = \frac{l}{\Delta t},$$

wobei l die Länge des ausgemessenen Gefäßes und Δt die Pulszeitverspätung ist. Unter dieser versteht man die Verspätungszeit, die vom Erscheinen der Pulswelle an der Abnahmestelle der Art. carotis bis zum Auftreten der Pulswelle an der vom Herzen weiter entfernten Abnahmestelle der Art. femoralis bzw. der Art. radialis verstreicht. Dieser Wert ist abhängig von Alter, Zu-

stand des Gefäßsystems, Blutdruck, von der nervalen Einstellung und somit gegebenenfalls auch von medikamentösen Einflüssen (WEZLER und BÖGER, BLUMBERGER).

Die wirksame Arterienstrecke 1 von der Abnahmestelle des Carotispulses bis zu der des Femoralispulses stellt man wie folgt fest: Es wird die auf die Körperoberfläche projizierte Strecke vom Jugulum sterni bis zum Nabel und vom Nabel bis zur Art. femoralis am Leistenband ausgemessen und von dieser Gesamtstrecke die Entfernung Jugulum bis Carotispulsstelle am Kiefernbogen abgezogen. Die Strecke, die im wesentlichen im Bereich des arteriellen Windkessels liegt, dürfte bei manchen Säuglingen etwas verfälscht sein, da der stark vorgewölbte Bauch die eigentliche Gefäßlänge vergrößern kann. In diesem Zusammenhang erwähnt WEZLER, daß die so gemessene Arterienlänge um einige Zentimeter abweichen könne, dieser Fehler aber bei vergleichenden Messungen an einer Person keine Rolle spielt, allerdings zu einer gewissen Ungenauigkeit der absoluten Werte der Wellengeschwindigkeit führt. Genauso können bei der Messung der Strecke Art. carotis - Art. radialis auch kleine Fehler auftauchen. Dieser Abschnitt wird vom Jugulum sterni bis zur vorderen Axillarlinie in Höhe des Humero-Claviculagelenks und von dort an der Innenseite des Ober- und Unterarms bis zur Stelle des optimalen Radialis-pulses proximal vom Handgelenk in Supinationsstellung gemessen. WEZLER und BÖGER fordern, daß die Wellengeschwindigkeit in verschiedenen Arterien nur dann miteinander verglichen werden kann, wenn sie streng gleichzeitig bei einer bestimmten Körper- und Gliederhaltung gemessen werden. Es wurden deshalb Carotis- und Femoralispuls und im Anschluß daran sofort Carotis- und Radialis-puls registriert.

Die Voraussetzung für solche Untersuchungen, welche ein richtiges Verhältnis der Wellengeschwindigkeit in verschiedenen Arterien liefern und einen eventuellen Einfluß der unterschiedlichen Wandstruktur ergeben, sind nach WEZLER folgende:

1. Konstanz der Körperlage in allen zu vergleichenden Versuchen,
2. Konstanz oder bestimmte Definition der Gliederhaltung,
3. streng gleichzeitige Bestimmung der Wellengeschwindigkeit der Arterien, da bekanntlich die Pulswellengeschwindigkeit auch zeitlich gewissen Schwankungen unterworfen ist, wobei die Messungen der Pulsverspätungen stets nur an streng gleichzeitig registrierten und zusammengehörigen Pulsen ausgeführt werden.

Während dieser Voraussetzung Genüge geleistet werden konnte, ist die zwei-

te Forderung von WEZLER nach bestimmter Gliederhaltung bei Säuglingen nicht streng erfüllbar und führt, wenn man den kleinen Kindern eine bestimmte Haltung aufzwingt, bei ihnen zu erheblicher Unruhe und verkrampfter Muskulatur.

Bei den Untersuchungen wurden die Säuglinge und Kleinstkinder im Kreislaulabor auf einen Untersuchungstisch gelegt. Soweit es irgendwie möglich war, wurden die Patienten in Streckhaltung untersucht. Zunächst war aber möglichste Ruhe der Versuchsperson abzuwarten. Zu welch beachtlichen Veränderungen der Pulswellengeschwindigkeit nämlich größere Unruhe führen kann, gibt GRASER in seiner Arbeit an. Es wurden nur Kurven von kreislaufgesunden, normal entwickelten Kindern ausgewertet. Im allgemeinen Klinikbetrieb war es nicht möglich, der Forderung nach Einhaltung von strengen Grundumsatzbedingungen zu entsprechen, zumal diese Bedingungen für Säuglinge unphysiologisch sind. Demnach wurden die Kinder gefüttert, wie sie es gewohnt waren, um besonders bei Säuglingen unnötige Unruhe zu vermeiden. Weiterhin ist darauf zu achten, daß die Kinder nicht auskühlen bzw. frieren dürfen; die Untersuchung muß deshalb rasch verlaufen. Vor und beim Ablauf der Untersuchung wurde auf eine medikamentöse Beeinflussung verzichtet, die Kinder wurden also nicht sediert.

Um die Untersuchung möglichst reibungslos und schnell abzuwickeln, sind zwei Untersucher erforderlich. Die Untersuchungsvorgänge sind weitgehend auf das Verhalten und die Reaktion des Patienten abzustellen. Sehr oft erwies sich die Größe der FRANKschen Kapsel bei den Säuglingen als störend, da ihr Aufsetzen sofort Abwehrspannung und Unruhe erzeugte. Die Kinder durften deshalb vom Aufsetzen der Kapsel möglichst wenig merken und gestört werden und sind, je nach dem Grade ihrer Entwicklung, verschieden abzulenken. Nach der Lagerung des Patienten auf dem Untersuchungstisch wurden die Aufsatzstellen für die FRANKschen Puls kapseln gesucht. Bei vielen Kindern und Säuglingen war das Auffinden der Punkte, an denen der Puls am deutlichsten palpabel war, schwierig. Besonders der Carotispuls bereitete einige Schwierigkeiten, wie schon ROMINGER und MEYER angaben, die die Messung an der Carotis deswegen sogar für undurchführbar hielten. Im Gegensatz dazu gelang es, den Carotispuls am Kieferwinkel zur Darstellung zu bringen, obwohl der kurze Hals, Atem- und Schluckbewegungen häufig sehr störend wirkten. Der Femoralispuls war im Durchschnitt am leichtesten registrierbar, allerdings konnten auch hier erhebliche Schwierigkeiten und gelegentliche Ungenauigkeiten durch Bauchatmung und Strampelbewegungen nicht vermieden werden. Der Radialispuls war unterschiedlich registrierbar.

Bei manchen Kindern ging das Aufsuchen und Abnehmen recht schnell, bei anderen wirkten Fettpolster und Muskel- bzw. Sehnenspannung bei einem verkrampten Faustschluß störend. Wurden die Kinder durch eine zu lange Dauer des Versuches beunruhigt, so war dieser für längere Zeit zu unterbrechen, unter Umständen sogar abzubrechen, da das Ergebnis zu ungenau wurde.

Die Abnahme der Pulse mit FRANKschen Kapseln, die mit einer Gummimembran überzogen waren, erfolgte von Hand. Es wurden immer die gleichen Pulsabnehmer verwandt. Als Aufnahmegerät wurde ein mehrfachschreibender EKG-Apparat, HELIGE Multi-Cardiotest 9900/5, benutzt. Der Vorteil der optischen Schreiber besteht darin, die Amplitudenhöhe der Kurven im Bereich der Filmbreite, die 98 mm beträgt, beliebig groß zu halten und die Kurven ineinander zu schreiben, wodurch Platz gespart wird. Da beim Säugling die Pulsamplitude absolut klein ist, konnte deshalb die Amplitudeneinstellung über den Registrierverstärker so gewählt werden, daß genügend große Ausschläge zu erzielen waren. Bei der Pulsschreibung ist eine getreue Aufzeichnung nur zu erzielen, wenn die FRANKsche Kapsel bei völliger Ruhe der Versuchsperson über der Arterie ruhig gehalten und mit einem bestimmten, konstanten Druck aufgesetzt wird. Beim Säugling ist es naturgemäß schwierig, diese Bedingungen zu erfüllen, so daß die Pulsaufzeichnung nur selten das zur Auswertung benötigte Maß an Exaktheit bietet. Der von der FRANKschen Kapsel aufgenommene Puls wird über eine Lufttransmission auf Piezoquarze geleitet, die endständig im Zuleitungsschlauch angebracht sind. Die Druckschwankungen in der Luftsäule werden so in elektrische Stromschwankungen umgewandelt und verstärkt dem Schreibsystem zugeleitet. Die Registriergeschwindigkeit (Laufgeschwindigkeit des Registrierpapiers) betrug 100 mm/sec. Es ist darauf zu achten, daß die Zeitschreibung exakt ist und der Filmtransport konstant abläuft. Bei der Auswertung der Pulskurve ist es nötig, mehrere Pulse aus einer Aufnahme zu messen und das Mittel zu nehmen, um zufällig extreme Werte zu vermeiden. Es wurden an jeder Kurve deshalb jeweils zehn Pulse ausgemessen. Die Messung der Pulsverspätung Δt erfolgte an zwei korrespondierenden Punkten des Anstiegs der Druckwelle. Normalerweise wird sonst die Messung nach Angaben von FRANK und WEZLER, die aber von ihnen nicht an Kleinstkindern erprobt ist, an einem Punkt im Anstieg beider Kurven vorgenommen, der das untere $1/5$ der Gesamtamplitude darstellt. Dieses Vorgehen hat den Vorzug, daß subjektiv bedingte Fehler nahezu ausgeschaltet sind. Diese Messung ist auch genauer als diejenige am Wendepunkt. Bei den hier beschriebenen Säuglings- und Kleinkindermessungen erwies sich das Verfahren nach FRANK und WEZLER als zu ungenau, da ein-

mal die Amplitudengröße beim Säugling sehr klein ist, zum anderen der Wendepunkt außerordentlich unscharf markiert ist, und deshalb durch die Abrundung das untere 1/5 der Gesamtamplitude schlecht ausmeßbar war. Es wurde deshalb eine Tangente an den Anstieg der Druckwelle gelegt und damit der Fußpunkt der Pulscurve markiert. Der weitere Verlauf der Messung von Δt erfolgte nach dem Prinzip von WEZLER, Ausmessung der Pulszeitverspätung der Carotis zur Femoralis bzw. der Carotis zur Radialis. Bekanntlich trifft ja die Pulswelle an Femoralis und Radialis später ein als an der Carotis.

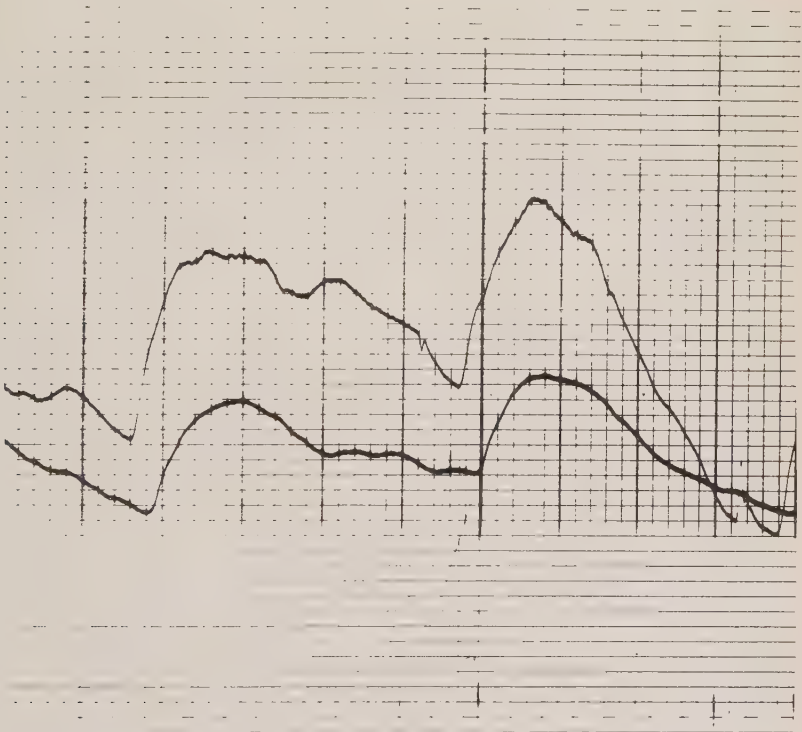


Abb. 1 Pulscurve der Carotis und Femoralis eines 5 1/2 Monate alten Säuglings.

$$1 \text{ Aorta} = 22 \text{ cm}; \Delta t = 0.0264; c = \frac{22}{0.0264} = 833 \text{ cm/sec}$$

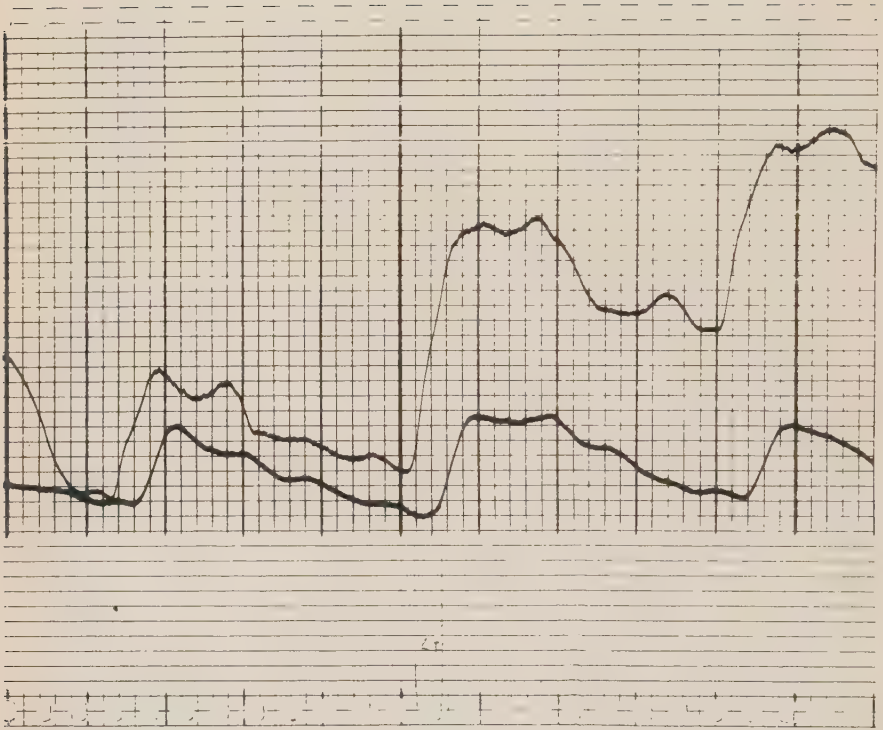


Abb. 2 Pulscurve der Carotis und Radialis eines 5 1/2 Monate alten Säuglings.

$$l \text{ Armgefäß} = 21.5 \text{ cm}; \Delta t = 0.035; c = \frac{21.5}{0.035} = 614 \text{ cm/sec}$$

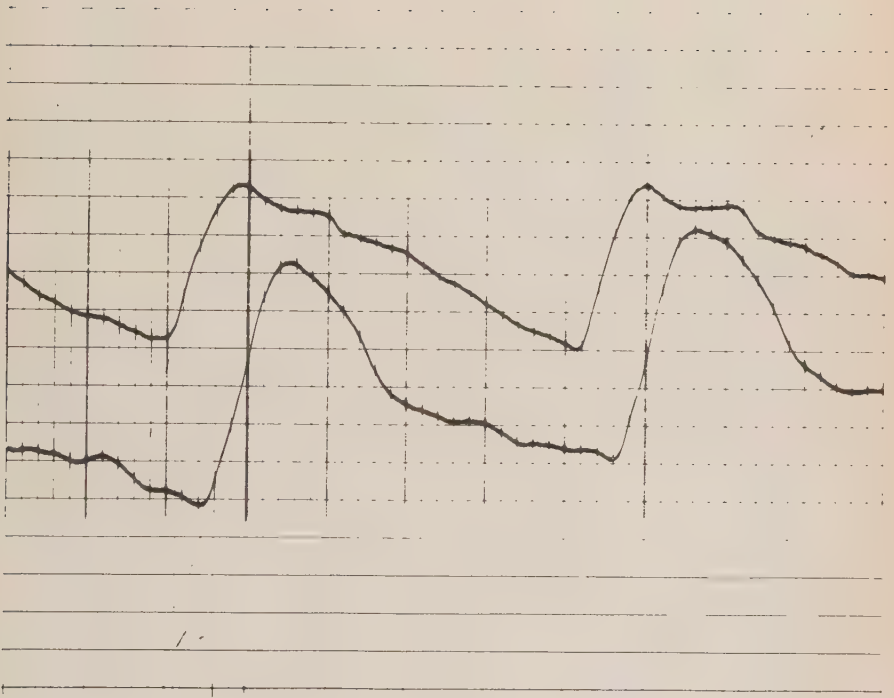


Abb. 3 Pulskurve der Carotis und Femoralis eines 2 Jahre alten Kindes.

$$l \text{ Aorta} = 27 \text{ cm}; \Delta t = 0.0475; c = \frac{27}{0.0475} = 568 \text{ cm/sec}$$

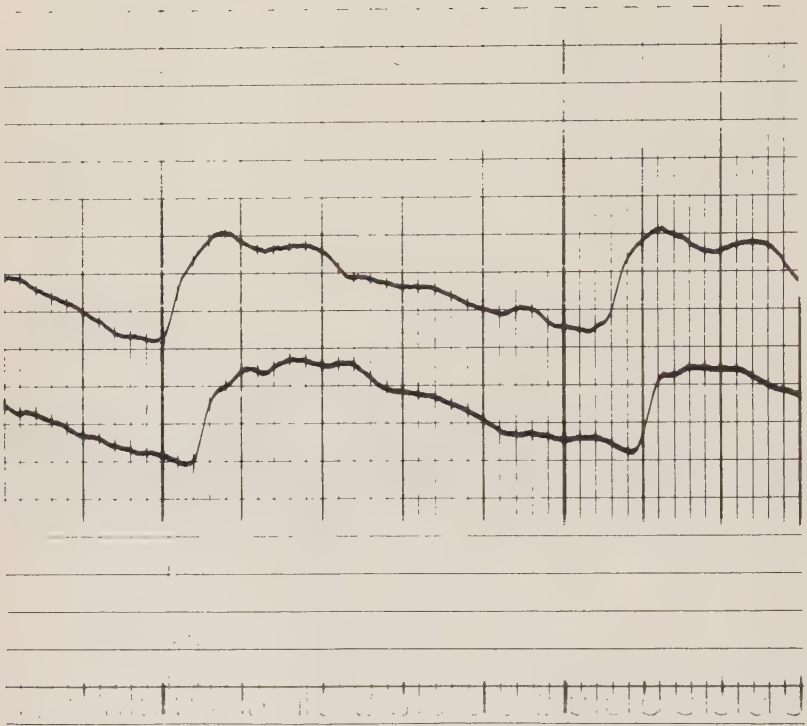


Abb. 4 Pulskurve der Carotis und Radialis eines 2 Jahre alten Kindes.

$$1 \text{ Armgefäß} = 27 \text{ cm}; \Delta t = 0,0398; c = \frac{27}{0,0398} = 678 \text{ cm/sec}$$

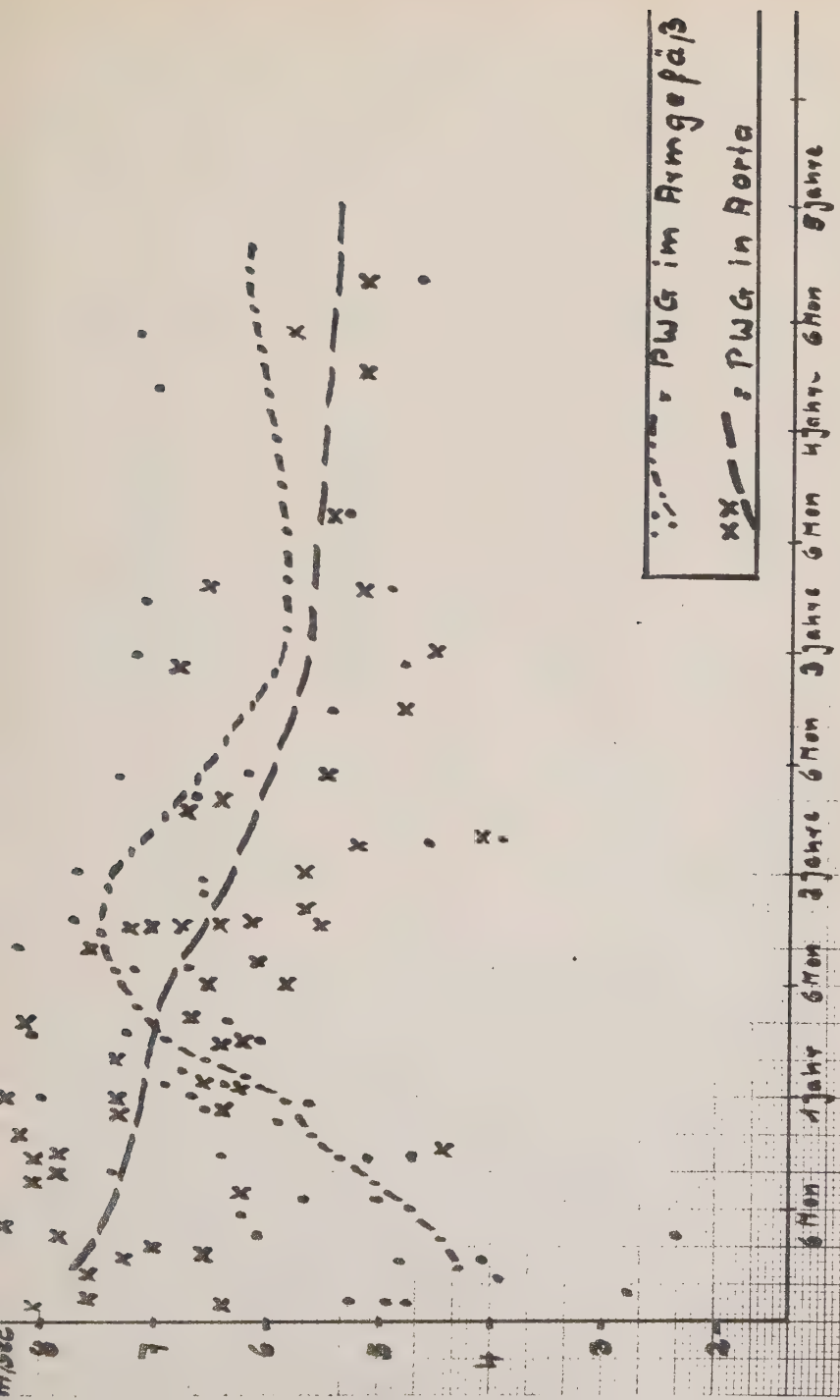


Abb. 5

C. ERGEBNISSE

Bei der Ausmessung der Pulscurven bei 40 Säuglingen von einem Monat bis zwei Jahren und 17 Kindern von zwei bis vierdreiviertel Jahren ergaben sich die im vorstehenden Ordinatensystem eingetragenen Werte. Die daraus errechneten Mittelwertskurven haben den in Abb. 5 gezeigten Verlauf. Auf der Abszisse wurde das Alter der Kinder, auf der Ordinate die zugehörige Pulswellengeschwindigkeit in cm/sec eingetragen.

Bei erster Betrachtung der hier gewonnenen Kurve ist ersichtlich, daß die Pulswellengeschwindigkeit während der ersten 15 Lebensmonate im Armgefäß beträchtlich niedriger ist als in der Aorta. Im Alter von etwa einem Jahr und vier Monaten überkreuzen sich dann beide Kurven. Die Pulswellengeschwindigkeit im muskulären Gefäß steigt zunächst noch etwas an, um dann annähernd mit der Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta, die von Anfang an allmählich abfällt, parallel zu laufen. Dabei fällt aber die Wellengeschwindigkeit in der Armarterie stärker ab, so daß bei drei Jahren die Werte sich sehr genähert haben. In den beiden letzten untersuchten Jahrgängen streben die Kurven wieder weiter auseinander. Auffallend ist die verhältnismäßig große Streubreite, die erstens durch die individuelle, beim Kleinkind anscheinend größere Schwankungsbreite, zweitens durch die auf jedes Kind anders wirkende psychische Beeinflussung durch die Untersuchung erklärt werden kann.

Alter	c in cm/sec Carotis-Radialis	c in cm/sec Carotis-Femoralis	Mittelwerte
1. 1 Monat	481	752	Radialis:
2. 1 Monat	461	639	426
3. 1 Monat	268	840	Femoralis:
4. 1 1/4 Monate	521	874	772
5. 2 1/2 Monate	397	756	
6. 3 Monate	472	725	Radialis:
7. 3 1/2 Monate	413	661	469
8. 3 3/4 Monate	236	699	Femoralis:
9. 4 1/2 Monate	610	781	740
10. 5 1/2 Monate	614	833	

Mittelwerte des ersten halben Jahres: Carotis-Radialis: 447
Carotis-Femoralis: 756

Tabelle 1

Im folgenden sollen, um den bestmöglichen Überblick zu erzielen, die Kurven während der vier ersten Lebenshalbjahre und während der darauffolgenden drei Jahre beschrieben und die Zahlen der einzelnen Pulswellengeschwindigkeitswerte tabellarisch ergänzt werden.

Der Wert der Pulswellengeschwindigkeit im muskulären Gefäß liegt im ersten halben Jahr also, wie aus der Tabelle 1 ersichtlich, bei 426 cm/sec im Mittel und steigt bis zum Ende des ersten Halbjahres auf 469 cm/sec an. In derselben Zeit fällt die Aorta von 772 cm/sec, dem Wert nach den ersten drei Monaten, auf 740 cm/sec nach sechs Monaten ab.

Alter	c in cm/sec Carotis-Radialis	c in cm/sec Carotis-Femoralis	Mittelwerte
1. 6 1/2 Monate	499	627	Radialis:
2. 7 Monate	490	827	551
3. 8 Monate	742	860	Femoralis:
4. 8 Monate	518	778	728
5. 8 1/4 Monate	647	798	
6. 8 1/2 Monate	465	432	
7. 8 1/2 Monate	498	774	
8. 10 1/2 Monate	583	817	Radialis:
9. 11 Monate	647	723	596
10. 11 3/4 Monate	557	627	Femoralis:
			722
Mittelwerte des zweiten halben Jahres:	Carotis-Radialis:	565	
	Carotis-Femoralis:	726	

Tabelle 2

In der ersten Hälfte des zweiten Halbjahres steigt die Kurve der Armarterie beträchtlich steiler an als im ersten halben Jahre, nämlich bis auf 551 cm/sec. Im vierten Trimenon flacht sie sich dann wieder etwas ab, und die Pulswellengeschwindigkeit beträgt nach einem Jahr 596 cm/sec, also rund 6 m/sec. Damit ist die Wellengeschwindigkeit im muskulären Gefäß im ersten Jahr um 150 cm/sec angestiegen. Im Gegensatz dazu fällt die Kurve der elastischen Pulswellengeschwindigkeit langsam weiter ab und bietet ein flaches Bild. Von 740 cm/sec über 728 cm/sec liegt die Pulswellengeschwindigkeit nach einem Jahr in der Aorta bei 722 cm/sec. Hier ist sie also nur 50 cm abgesunken. Daraus ergibt sich ein steiler Anstieg der Pulswellengeschwindigkeit in

der Radialis im ersten Lebensjahr und ein flacher Abfall in der Aorta.

Alter	c in cm/sec Carotis-Radialis	c in cm/sec Carotis-Femoralis	Mittelwerte
1. 1 Jahr	663	833	Radialis:
2. 1 Jahr	800	729	689
3. 1 Jahr 1 Mon.	693	621	Femoralis:
4. 1 Jahr 1 Mon.	629	650	713
5. 1 Jahr 2 Mon.	660	733	
6. 1 Jahr 3 Mon.	811	634	Radialis:
7. 1 Jahr 3 Mon.	723	638	730
8. 1 Jahr 3 Mon.	611	714	Femoralis:
9. 1 Jahr 4 Mon.	643	691	699
10. 1 Jahr 4 Mon.	862	820	

Mittelwerte des dritten halben Jahres:	Carotis-Radialis:	710
	Carotis-Femoralis:	706

Tabelle 3

Für das nächste halbe Jahr ist aus der Tabelle 3 zu ersehen, daß das bisherige Bild des Anstiegs im muskulären Gefäß etwa beibehalten wird und sich erst gegen Ende dieser Zeit abflacht. Der Hauptanstieg scheint damit beendet zu sein. Es ist also die Wellengeschwindigkeit vom 13. bis zum 18. Monat von 6 m/sec über 7 m/sec auf 730 cm/sec im Alter von eineinhalb Jahren angestiegen. Ungefähr gleichzeitig mit dem Ende des Hauptanstiegs schneidet die Kurve die der Aorta, die in diesem Zeitabschnitt wie im ersten Jahr weiterhin langsam und sehr gleichmäßig von 722 cm/sec auf 713 cm/sec und schließlich auf 699 cm/sec abgefallen ist.

In dem Altersabschnitt von eineinhalb bis zwei Jahren erreicht die Kurve für das Armgefäß, wie aus Tabelle 4 ersichtlich ist, ihren Wendepunkt. Er liegt im 21. Monat bei 752 cm/sec. Die Kurve fällt im nächsten Vierteljahr bereits auf 740 cm/sec ab. Auch bei der Aorta tritt gegenüber dem bisherigen Verlauf eine Änderung ein. In diesem vierten Halbjahr fällt die Kurve nämlich von 699 cm/sec auf 659 cm/sec und schließlich auf 638 cm/sec, also wesentlich steiler ab als vorher. Aus den bisherigen Ergebnissen ist also deutlich erkennbar, daß die Pulswellengeschwindigkeit im muskulären Gefäß in den ersten fünfzehn Monaten steil ansteigt, sich dann abflacht und nach Erreichen ihres Maximums wieder abfällt. Im Gegensatz dazu fällt die Aorta fast ganz gleichmäßig ab; die stärkere Abnahme der Pulswellengeschwindig-

Alter	c in cm/sec Carotis-Radialis	c in cm/sec Carotis-Femoralis	Mittelwerte
1. 1 Jahr 6 Mon.	676	595	Radialis:
2. 1 Jahr 6 Mon.	720	654	752
3. 1 Jahr 7 Mon.	858	619	Femoralis:
4. 1 Jahr 8 Mon.	825	751	659
5. 1 Jahr 8 Mon.	684	674	
6. 1 Jahr 9 Mon.	655	565	Radialis:
7. 1 Jahr 9 Mon.	764	712	740
8. 1 Jahr 9 Mon.	750	624	Femoralis:
9. 1 Jahr 9 Mon.	873	730	638
10. 1 Jahr 10 Mon.	657	561	

Mittelwerte des vierten halben Jahres: Carotis-Radialis: 746
Carotis-Femoralis: 649

Tabelle 4

keit im vierten Lebenshalbjahr ist sicher auf äußere Einflüsse - Unruhe von Kindern bei der Untersuchung usw. - zurückzuführen, spielt aber im allgemeinen Kurvenverlauf keine Rolle.

Alter	c in cm/sec Carotis-Radialis	c in cm/sec Carotis-Femoralis	Mittelwerte
1. 2 Jahre	769	568	
2. 2 Jahre 2 Mon.	458	406	
3. 2 Jahre 2 Mon.	392	524	Radialis:
4. 2 Jahre 4 Mon.	675	677	583
5. 2 Jahre 5 Mon.	732	640	Femoralis:
6. 2 Jahre 5 Mon.	618	566	568
7. 2 Jahre 9 Mon.	538	488	
8. 2 Jahre 11 Mon.	480	673	—
9. 3 Jahre	721	455	
10. 3 Jahre 1 Mon.	587	579	Radialis:
11. 3 Jahre 2 Mon.	571	560	601
12. 3 Jahre 3 Mon.	492	512	Femoralis:
13. 3 Jahre 3 Mon.	704	659	554
14. 3 Jahre 7 Mon.	533	552	—
15. 4 Jahre 3 Mon.	698	524	Radialis:
16. 4 Jahre 5 Mon.	709	593	626
17. 4 Jahre 8 Mon.	470	522	Femoralis: 546

Tabelle 5

Um das Bild der Kurve für das Kleinkindesalter möglichst vollständig zu gestalten, sind noch siebzehn Kinder im Alter von zwei bis fünf Jahren untersucht worden. Dabei entfielen, wie aus der Tabelle 5 ersichtlich, acht Kinder auf das dritte Lebensjahr. Bei ihnen ist tabellarisch deutlich zu erkennen, daß in diesem Jahrgang die Kurve der muskulären Wellengeschwindigkeit deutlich absinkt, nämlich von 740 cm/sec bis auf 583 cm/sec, also um gut eineinhalb Meter. Im weiteren Verlauf der Kurve für die älteren Kinder steigt die Wellengeschwindigkeit in der Armarterie wieder ganz langsam an. Nach vier Jahren beträgt sie als Durchschnittswert für sechs Kinder 601 cm/sec. Auch im fünften Jahr steigt die Kurve langsam weiter an auf 626 cm/sec. - Bei den drei- bis fünfjährigen Kindern sinkt parallel dazu die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta weiter ebenmäßig ab, allerdings nicht so stark wie im muskulären Gefäß, so daß am Ende des dritten Lebensjahres sich beide Kurven sehr genähert haben. Dabei liegt die Wellengeschwindigkeit im elastischen Gefäß nunmehr bei 568 cm/sec. Auch in den beiden folgenden Jahren fällt sie leicht weiter ab und liegt im Mittel nach vier Jahren bei 554 cm/sec, nach fünf Jahren bei 546 cm/sec. Damit hat sich die Kurve bei ihrem Absinken gefangen.

D. BEMERKUNGEN ÜBER ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DER ARTERIEN IM FRÜHEN KINDESALTER

Um die unterschiedliche Wellengeschwindigkeit einigermaßen erklären zu können, sollen vor dem eigentlichen Diskussionsbeitrag hier zunächst noch einige Angaben über das Wachstum des Gefäßsystems sowie die sich daraus ergebenden physiologischen Folgen eingeschoben werden.

Der Wandbau der Gefäße des Neugeborenen bis etwa einjährigen Kindes unterscheidet sich stark von dem gewohnten histologischen Bild. Bekanntlich bestehen die Wachstumsveränderungen der Arterien in einer Längen- und Weitenzunahme. Bei den großen und mittleren Schlagadern ist außerdem eine Verdickung der Wand unter Massenzunahme ihrer Bauelemente und eine Erstarrung ihrer Konstruktion erkennbar.

Am charakteristischsten ist dafür die Aorta. ROLLHÄUSER berichtet dazu, daß die Hauptschlagader Neugeborener dichter gefügt ist als die Erwachsener, sie besäße deshalb auch eine auffallend hohe Zugfestigkeit. Im Gefäßquerschnitt ist eine deutlich dichtere Textur mit zugfesten elastischen und kollagenen Elementen erkennbar als bei Aorten älterer Kinder. Im Verlauf des Wachstums entfaltet sich die Aorta, ihre Wandstärke nimmt zu, aber sie ge-

winnt nicht an Festigkeit. Schon GRÜNSTEIN erkannte, daß die Dickenzunahme der Media und Intima in den ersten Lebensjahren stärker ist als im späteren Leben. Auch er führte diese Zunahme der beiden Schichten auf ein weiteres Wachstum der beim Neugeborenen schon vorhandenen Bestandteile zurück und nicht etwa auf die Anlage neuer muskulärer und elastischer Elemente. So wächst z.B. in der Intima das zunächst kaum entwickelte Stratum subendotheliale zu einer ziemlich dicken Schicht an. Außerdem verdickt neues Binde- und elastisches Gewebe, die sich als interlamelläres Bindegewebe zwischen die beiden Schichten der *Elastica interna* setzen, die Intima des Neugeborenen. JORES und andere Autoren führen diese Erscheinung auf die verschiedenartige Inanspruchnahme des Kreislaufes im intra- und extrauterinen Leben zurück. Die Angaben über die Entwicklungszeit dieser Schicht gehen ziemlich auseinander. JORES spricht von wenigen Tagen, THOMA von fünf Jahren und VOIGT schließlich glaubt, daß die Entwicklung der Intima bis zum dritten Lebensjahre dauern würde. Dabei nimmt aber die Intima prozentual bedeutend stärker an Dicke zu als die Media (GRÜNSTEIN). In dieser werden während der Wachstumszeit die elastischen Lamellen in wechselndem Grade stärker und größer und rücken weiter auseinander. Parallel zu ihnen entwickelt sich in die Zwischenräume Muskulatur und kollagenes Bindegewebe und läßt so das Gefäß erheblich an Dicke zunehmen (DRAGENDORFF).

Der histologische Bau der muskulären Gefäße zeigt einige Verschiedenheiten gegenüber den elastischen Arterien. Jene sind jedoch bisher noch weniger erforscht und beschrieben als diese. Wahrscheinlich liegt das daran, daß bei den routinemäßigen Sektionen die Aorta leichter und mit weniger Schwierigkeiten wissenschaftlichen Untersuchungen zugänglich ist. Lediglich DRAGENDORFF übermittelt ein paar Ergebnisse von BENECKE, ARGAUD, ASCHOFF, WOLFF und HALLENBERGER über die Gefäße des Armes von *Art. subclavia* bis *Art. radialis*, und ferner - als Vergleichsbeispiele dazu - über den peripheren Teil der *Art. iliaca communis* (GRÜNSTEIN), über die *Art. iliaca externa* und über die *Art. femoralis*. In neuerer Zeit kommen noch ein paar Ergebnisse von MAYERSBACH hinzu.

Die Lichtung der arteriellen Gefäße ist im frühen Kindesalter weit, eine Erscheinung, die mit dem raschen Wachstum zusammenhängt (SEITZ u. a.). Ihre relative Weite ist im Verhältnis zur Körperlänge beim Säugling im ersten Lebensjahr größer als in der Folge und erreicht schließlich ihren geringsten Wert in der Pubertät. Auch hier nehmen Intima und Media, wobei die-
se nur die halbe Stärke der Aortenmedia hat, mit fortschreitendem Alter an

Dicke zu. Jedoch fällt auf, daß die Media im muskulären Gefäß stärker wächst als die Intima. Diese erreicht also nicht eine so starke Entwicklung wie in den elastischen Gefäßen. Wie bei der Aorta beginnt das Wachstum mit der Geburt, und im Verlauf der ersten Lebensjahre wird die zunächst nur aus Endothel und *Elastica interna* bestehende Intima durch elastische und bindegewebige Fasern reichlich angereichert. Nach WOLFF wird dadurch die neugebildete Intimaschicht fester und homogener. Dies bestätigten neuere Untersuchungen von MAYERSBACH und ergaben außerdem, daß die *Elastica interna* im Armgefäß zunächst gefenstert ist und später, im Verein mit der Zunahme der elastischen Elemente, während der zwei ersten Lebensjahre als dicke elastische Membran erscheint.

Nach DRAGENDORFF ist die Dickenzunahme der Media bedeutend durch die starke Vermehrung der glatten Muskelzellen und der kollagenen Elemente. In manchen Extremitätengefäßen ist nach ihm bei der Geburt schon eine erhebliche Menge an elastischen Elementen vorhanden. Weil diese aber zwischen den nicht allzu großen Massen von Muskelzellen enger beieinanderliegen und erst mit Zunahme der Muskulatur weiter auseinanderweichen, wirken - ähnlich wie in der Aorta - die Gefäße anfangs zahlreicher an diesen Elementen als später. Die Media zeigt bei Neugeborenen in der *Art. subclavia* und in der *Art. axillaris* einen aortenähnlichen Bau. Die elastischen Lamellen sind wenig unterbrochen und liegen hintereinander geschichtet. Ihre Zahl nimmt nach der Peripherie ab, jedoch sind in der *Art. axillaris* noch etwa zehn elastische Lamellen anzutreffen. Die weitere periphere Abnahme der elastischen Lamellen wird durch eine dichte Lagerung von Muskulatur ausgeglichen. Der Strukturwechsel zum rein muskulären Typ vollzieht sich beim Neugeborenen wie beim Erwachsenen sprunghaft an einem ganz bestimmten Punkt, der meist mit dem Abgang der *Art. profunda brachii* übereinstimmt (MAYERSBACH). Der distal von diesem Punkt gelegene Teil besteht beim Neugeborenen nur noch aus dem Endothel und einer elastischen Haut und in der Media vorwiegend aus Muskulatur, die in höherem Maße zu aktiver Kaliberänderung befähigt ist als im proximalen Teil.

Diese anatomischen Erklärungen waren nötig, um das Verhältnis der Wanddicke zum Gefäßradius zu klären, das ja für die Größe der Pulswellengeschwindigkeit maßgebend ist. Diese drückt die Beanspruchung der elastischen Elemente im arteriellen Windkessel und dessen Verhalten aus. Nach WEZLER und BÖGER beeinflussen drei Faktoren die Pulswellengeschwindigkeit:

1. das Radius-Dickenverhältnis,
2. die Muskelspannung bzw. die Elastizität der Gefäßwand,
3. der Blutdruck.

zu Punkt 1.)

Die Pulswellengeschwindigkeit nimmt mit wachsendem Verhältnis Wanddicke zu Radius zu. Dieses Verhältnis steigt vom Zentrum zur Peripherie der Arterie erheblich an.

zu Punkt 2.)

Die Pulswellengeschwindigkeit ist eine Funktion der linearen Elastizitätsmoduln, besonders des Quermoduls. Er nimmt nämlich mit wachsender Spannung der Arterienwand zu. Die Gründe für die verschiedenen Elastizitätsmoduln der Arterien müssen in dem spezifisch anatomischen Bau der Arterien gesucht werden. Der wirksame Gesamtmodul setzt sich aus mehreren wirksamen Einzelmoduln zusammen, den muskulären, elastischen und bindegewebigen Anteilen. Somit sagt die Pulswellengeschwindigkeit etwas über den Spannungszustand der Gefäßwand aus.

zu Punkt 3.)

Nach WEZLER und BÖGER steigt die Pulswellengeschwindigkeit im Laufe des Lebens normalerweise mit zunehmendem Blutdruck. Dabei dürfte aber der Blutdruck in den beiden ersten Lebensjahren nicht die Rolle spielen wie später, zumal deutlich bewiesen wurde, daß der Volumenelastizitätsmodul entgegen dem steigenden Blutdruck in den ersten Lebensjahren abnimmt. Bekanntlich ist ja der Volumenelastizitätsmodul der Blutdruckamplitude direkt proportional und dem Speichervolumen umgekehrt proportional. Inwieweit die Vermehrung dieses Volumens während der ersten beiden Jahre und damit für die bereits erwähnte Volumenelastizitätsmodulverkleinerung maßgebend ist, mag man daran erkennen, daß das Schlagvolumen, welches sich ja aus Speicher- und Durchflußvolumen zusammensetzt, von etwa drei ccm beim Neugeborenen auf etwa 9 ccm beim Zweijährigen erhöht wird. Selbstverständlich nimmt auch die Blutdruckamplitude zu, aber um Werte, die hierbei kaum ins Gewicht fallen. Auch WEZLER und BÖGER sowie WAGNER und KAPAL stimmen darin überein, daß mit steigendem Druck die Geschwindigkeit der Pulswelle erst nach Überschreiten eines kritischen Punktes stärker zunimmt; und zwar sei in einem weiten Bereich der Aorta, in dem der Volumenelastizitätsmodul annähernd konstant wäre, folglich auch die Pulswellengeschwindigkeit unabhängig vom Blutdruck. Mit Otto FRANK fordern die Autoren nach experimentellen und theoretischen Untersuchungen sogar eine Abnahme der Pulswellengeschwindigkeit bei einem Druck unterhalb von 50 mm Hg. Allerdings läßt sich mit diesen Ergebnissen die Veränderung der Wellengeschwindigkeit durch den intraarteriellen Druck im Säuglingsalter nicht erklären, da dieser nicht so extrem niedrige Werte aufweist.

Nach WEZLER und BÖGER ist die Schwankungsbreite der Pulswellengeschwindigkeit in allen Arterien, besonders aber in denen muskulären Typs, außerordentlich groß. Dafür sind Schwankungen des Elastizitätsmoduls unter dem Einfluß von Blutdruckänderungen oder Tonusänderungen der glatten Muskulatur verantwortlich zu machen. Nach den genannten Autoren liegt in der Jugend und den mittleren Lebensjahrzehnten die Wellengeschwindigkeit in der Armarterie beträchtlich höher als in der Aorta - Iliaca.

Mit Hilfe der Pulswellengeschwindigkeit ist es verhältnismäßig leicht, die Windkesselgröße zu bestimmen; sie beträgt $\lambda/4$ (WEZLER und BÖGER). Die Wellenlänge läßt sich aus Grundschiwingung und Pulswellengeschwindigkeit errechnen. In diesem Zusammenhang sei hier noch das Wesen der Windkesselfunktion erklärt:

Das mit jeder Systole aus dem Herzen in die arteriellen Gefäße geworfene Schlagvolumen dehnt die Arterien. Damit wird erreicht, daß ein großer Teil, nämlich die Hälfte des Schlagvolumens, gespeichert wird. Diese Verformung der Gefäßwand wird in der Diastole wieder aufgehoben und gewährleistet einen andauernden Fluß des Blutes in der Strombahn. Die Windkesselwirkung nimmt nach der Peripherie mit der Abnahme der Dehnbarkeit ab, erreicht aber gleichzeitig für die periphere Durchblutung eine hinlängliche Druckhöhe in der Diastole. HÜRTLE unterscheidet deshalb einen zentralen und einen peripheren Windkessel. Nach seiner Meinung reicht die systolische Dehnung nicht ganz so weit, wie elastisches Gewebe vorhanden ist. Die aktive Umstellung des Gefäßlumens wird nach der Aorta hin immer geringer. Die verbindenden Stücke zwischen Aorta und Arteriolen bilden einerseits einen Bestandteil des peripheren Windkessels, andererseits kommen an ihnen aktive Kaliberschwankungen vor. Im Verlauf der ersten Lebensjahre nimmt die Druckbelastung im Windkessel stetig zu. Das bedeutet für die elastischen Elemente eine stärkere Inanspruchnahme. Zugleich dürfte damit auch ein Umbau und eine Ausrichtung der Bauelemente der Media auf die funktionelle Beanspruchung parallel gehen. Das gleiche Prinzip finden wir bei der Intima.

E. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE DER PULSWELLENGESCHWINDIGKEIT IN AORTA UND ARMARTERIE

Wenn man die dieser Arbeit zugrunde liegenden Werte für die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta mit denen von GRASER und auch BOLT vergleicht, so fällt auf, daß sie durchschnittlich um 2 m/sec höher liegen. GRASER selbst gibt an, daß bei Kindern, die geschrien hatten oder unruhig waren, durchschnittlich Werte von 7 bis 8 m, d.h. also auch etwa um 2 m erhöhte Werte errechnet wurden. Das sei auch dann zu konstatieren gewesen, wenn die Kinder gefroren hätten und dadurch unruhig gewesen wären. Diese bei den eigenen Untersuchungen ebenfalls verbreitet aufgetretenen Unruhefaktoren und Untersuchungsbeeinträchtigungen dürften auch die in dieser Arbeit beobachteten Kurvenüberhöhungen erklären.

Das gleiche ist vermutlich auch für die Radialiskurve der Fall. Sie dürfte ebenfalls in der Ordinatenhöhe verschoben sein, was den fraglichen Abfall der Kurve im dritten Lebensjahr begründen würde, denn die Pulscurven der Drei- bis Fünfjährigen scheinen den wirklichen Ruhewerten zu entsprechen, zumal sie den Ergebnissen gleichen, die WEZLER und BÖGER bereits vor längerer Zeit ermittelt haben, als sie die Pulswellengeschwindigkeit bei einem viereinhalbjährigen Kind mit 649 cm/sec bestimmten, was mit dem eigenen Meßwert von 626 cm/sec übereinstimmt. Damit würde auch der unmotiviert starke Gipfel mit seinem Maximum bei einem Jahr und neun Monaten wegfallen, und man würde, was die zwei ersten Lebensjahre betrifft, im muskulären Gefäß annähernd den gleichen Kurvenverlauf erhalten wie in der Aorta, nämlich spiegelbildlich zu einer Symmetrieachse, die man durch den Schnittpunkt der beiden Kurven legen kann; d.h. die Kurve für die Pulswellengeschwindigkeit im Armgefäß dürfte im Idealfall in einem leichten Bogen ansteigen, während die Kurve für die Wellengeschwindigkeit der Aorta in einem ebenfalls leichten Bogen abfällt, und beide dann annähernd parallel zueinander weiterverlaufen. Den weiteren Altersgang der Pulswellengeschwindigkeit haben WEZLER und BÖGER sehr ausführlich beschrieben, so daß sich weitere Messungen an Aorta und Radialis erübrigen.

Für die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta erbringen die durchgeführten Untersuchungen und Messungen, wie schon erwähnt, eine volle Bestätigung der Ergebnisse von GRASER. Dabei war zu beobachten, daß nach der Geburt die Pulswellengeschwindigkeit am höchsten ist und mit zunehmendem Alter abfällt. Es muß sich also die Wandelastizität in den ersten Lebensjahren anders verhalten als es früher, vor GRASER und KEUTH, angenommen wurde.

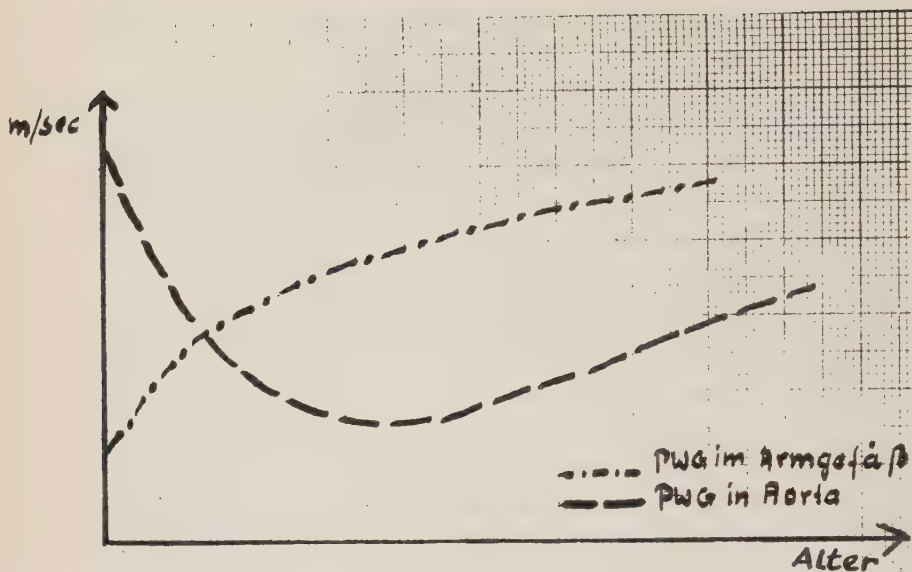


Abb. 6 Schematische Darstellung der Pulswellengeschwindigkeit in Aorta und Armgefäß.

Vor deren Veröffentlichungen war man nämlich der Meinung, daß die Aortenwand im Säuglings- und Kleinkindesalter verhältnismäßig dehnbar sei. Erst durch diese neueren Untersuchungen wurde deutlich gemacht, daß nach der Geburt die Aortenwand, wie sich aus der erhöhten Pulswellengeschwindigkeit im elastischen Gefäß ergab, einen auffallend hohen Elastizitätsmodul besitzen müsse. Dieser hohe Elastizitätsmodul erschien zuerst sehr unerklärlich, wurde aber durch morphologische Untersuchungen von ROLLHÄUSER, SIMON und MEYER verständlicher.

Rein klinisch gesehen wird das dadurch bestätigt, daß das geringe Schlagvolumen, das ja mit hoher Frequenz in den Windkessel geworfen wird, verhältnismäßig schnell wieder abfließt, was ein Beweis für eine geringe systolische Speicherung und einen wenig dehnbaren Windkessel ist. Ein starrer Windkessel setzt aber einen hohen Elastizitätsmodul voraus.

Als Bestätigung dieser rein klinischen Untersuchungen konnte, wie zuvor ausgeführt, ROLLHÄUSER in seinen morphologischen Untersuchungen feststellen,

daß die Neugeborenen-aorta zwei- bis dreifach zugfester als die Aorta erwachsener Menschen sei. Die Hauptschlagader von Neugeborenen ist demnach mit einer beträchtlichen Materialreserve ausgestattet. Es wurde schon früher darauf hingewiesen, daß sich die zunächst deutlich dichtere Textur in der Gefäßwand im Laufe der ersten Jahre entfaltet und damit natürlich dehnbarer wird. Auch SIMON und W. W. MEYER bestätigten in einer neueren Arbeit die hohen Elastizitätsmoduln der Aorten. Nach ihnen liegen der eigenartigen Abwandlung der Volumendehnbarkeit im Verlauf des Lebens Veränderungen der Aortenwandstruktur zugrunde. Diese Autoren haben mikroskopische Schnitte von Neugeborenen- und Erwachsenen-aorten miteinander verglichen. Es fiel ihnen auf, daß die Neugeborenen-aorta nur knapp um die Hälfte dünner ist als die Aorta von Erwachsenen. Im Vergleich zu ihrer geringen Lichtung ist somit die Hauptschlagader von Säuglingen außerordentlich dickwandig. Mit dem fortschreitenden Alter wird die Aortenwand im Vergleich zum Lumen immer dünner. Daraus ergab sich die Auffassung, daß in der Wachstumsperiode eine allmähliche Auflockerung der Wand einträte, und damit auch die Volumendehnbarkeit der Aorta zunähme. So nimmt das Fassungsvermögen in der Aorta eines Neugeborenen von etwa 8 ccm bis auf 15 ccm im ersten Lebensjahr zu und vermehrt sich bis zum Abschluß der Wachstumsperiode um etwa das Zwanzigfache des anfänglichen Aortenvolumens.

Außerdem spricht diese Umwandlung auch für eine Veränderung des Radius-Wandickenverhältnisses zugunsten des Lumens und damit zur Verlangsamung der Pulswellengeschwindigkeit. Die altersgebundene Zunahme der Aortenweite geht selbstverständlich mit einer gewissen Zunahme der Wanddicke einher, jedoch ist dieses Verhältnis eben beim Neugeborenen umgekehrt wie beim älteren Kind. MEYER hat zwar sehr deutlich in seinem Vortrag 1958 auf dem Kreislaufkongreß darauf hingewiesen, daß die genaue Wanddicke der Windkesselarterien wie auch der anderen Arterien und ihre Abwandlung mit dem fortschreitenden Alter heute noch immer unbekannt ist, da alle bis jetzt in der Literatur angegebenen Durchschnittswerte ausschließlich an den postmortal zusammengefallenen Gefäßen ermittelt worden sind, und es deshalb die Frage ist, ob diese Verhältnisse denen in vivo entsprechen würden.

Für die Gesamtwindkesselwirkung ist nicht nur die Aorta wesentlich, sondern sind auch die peripheren Arterien maßgebend. Der Windkessel der Hauptschlagader ist im Säuglingsalter durch seine Straffheit in seinen Ausmaßen eingeschränkt. GRASER kommt deshalb zu der Auffassung, daß für die verschiedenartigen Windkesselbegrenzungen im Laufe des Lebens das elastische Verhalten der Aortenwand maßgebend ist. Je höher der Elastizitätsmodul

und damit auch die Pulswellengeschwindigkeit ist, desto weniger dehnbar bzw. sogar starrer ist die Wand und um so länger der arterielle Windkessel. Nun haben ROTTER und ROTTMANN in ihren Untersuchungen bei Säuglingen und Erwachsenen über den Wechsel von der elastischen zur muskulären Wandstruktur festgestellt, daß dieser Übergang nicht an der Aortenteilung, - WEZLER und BÖGER hatten nach Angaben von BENNINGHOFF hier die Übergangszone vermutet -, sondern am Ende der *Art. iliaca communis* kurz vor der Teilung in die *Art. iliaca externa* und *interna* eintritt. Nach ihnen erfolgt deshalb der Übergang in der Wandstruktur beim Neugeborenen und Säugling keineswegs früher als beim Erwachsenen, auch wenn die individuelle Schwankungsbreite bei Kindern bis zum zweiten Lebensjahr erheblich war. MAYERSBACH hat mitgeteilt, daß bei den Extremitätenarterien, und damit, was diese Arbeit und ihre Ergebnisse vornehmlich berührt, auch bei den Armarterien der äußere elastische Anteil infolge der Länge der Strombahn und der Kürze des zentralen Windkessels seine Stärke besonders lange beibehält. Erst an der Abgangsstelle der *Art. profunda brachii* nimmt die Gefäßwand überwiegend muskuläre Struktur an, und bricht der elastische Anteil allmählich ab. MAYERSBACH glaubt, daß durch die äußere elastische Medialage der Windkessel in die Gefäßübergangsstrecken ausgedehnt wird. Da nun ROMINGER die Charakteristika des zentralen Pulses noch am Axillarpuls beim Säugling fand - im Gegensatz zum Erwachsenen, wo schon mehr die des peripheren sichtbar sind - so dürfte doch wohl kein Zweifel mehr bestehen, daß der Windkessel stärker nach der Peripherie hin ausgedehnt ist, als man bisher annahm. ROMINGER gibt zwar dafür, daß die zentrale Pulskurve beim Säugling offenbar noch im proximalen Teil des peripheren Gefäßsystems erkennbar ist, als Begründung die absolut kürzere Gefäßstrecke an, die die Pulswelle im kleinen Säuglingsarm zurückzulegen hätte.

Gegenüber dieser Auffassung ist folgendes zu sagen: In den eigenen Messungsergebnissen zeigt sich deutlich, daß die Pulswellengeschwindigkeit, die ja eine lineare Funktion des Spannungsmoduls ist, im muskulären Gefäß während der ersten beiden Lebensjahre niedrig ist bzw. ansteigt. Wenn aber die Wellengeschwindigkeit gering ist, muß auch der Spannungsmodul klein sein. Deshalb läßt die verlangsamte Pulswellengeschwindigkeit in der Armarterie beim Säugling auf eine erhöhte Dehnbarkeit der Arterien gegenüber denen der Erwachsenen schließen. ROMINGER meint zwar, daß der größte Teil der stärkeren Dehnbarkeit beim Säugling durch den niederen Blutdruck bedingt sei, der ja einen Einfluß auf die Spannung der Arterienwand habe. Dieser Erklärung kann nicht zugestimmt werden, da ja in der Aorta nach GRASER im Säuglingsalter eine geringe Dehnbarkeit, d.h. ein höherer Elastizitätsmodul vor-

handen ist, obwohl der Blutdruck der Säuglinge bekannt niedrig ist. Damit dürfte die Verlagerung des Windkessels bis in den Anfangsteil des Armes begründet sein. Bei rascher Frequenz und kleinem Schlagvolumen dehnt sich also der Windkessel aus. Die geringe Speicherfunktion im zentralen Windkessel wird durch die Erweiterung nach der Peripherie vergrößert.

Zusammenfassend sprechen die dargelegten Erwägungen dafür, die Windkesselgrenze in der oberen Extremitätenarterie mit MAYERSBACH an der Stelle anzugeben, an der die elastische in die muskuläre Wandstruktur übergeht, d.h. an der Abgangsstelle der Art. profunda brachii.

Neben dem Spannungsmodul der Wand ist aber auch das Radius-Dickenverhältnis für die Wellengeschwindigkeit von Bedeutung. Bei einer geringen Geschwindigkeit müßte das Gefäß, rein physiologisch gesehen, weit sein, was auch für das Säuglings- und frühe Kindesalter, wie schon eingangs hervorgehoben ist, gemäß Feststellungen von SEITZ und BENECKE, zutrifft. Nach beiden wird das Lumen vom zweiten Lebensjahr ab enger. Gleichzeitig nehmen, wie GRÜNSTEIN ausführlich beschrieben hat, Media und Intima an Dicke zu, wobei die Media stärker anwächst. Auch verdicken sich beide Schichten im Verhältnis zum Lumen kräftiger als bei der Aorta, was besonders auf eine Änderung des Radius-Dickenverhältnisses schließen läßt. Dem pflichtet auch KANI bei, indem er sagt, daß das Verhältnis der Weite zur Dicke bei allen Gefäßen kleineren Kalibers einen bedeutend niedrigeren Wert hat als bei der Aorta. Danach wächst also die Wanddicke in den ersten beiden Lebensjahren stärker als der Radius des Lumens. Es liegt nahe, daß diese Umwandlung und Verdickung, die sicherlich wiederum in einer Auflockerung der dichteren Textur besteht, in den ersten zwei Lebensjahren stattfindet und damit parallel mit der Windkesselerweiterung liegt.

Hinzu kommen noch die Untersuchungen von WOLFF und auch MAYERSBACH, die angaben, daß die in den ersten Lebensjahren neugebildete Intima fester und homogener würde, wobei MAYERSBACH noch hinzufügt, daß die zunächst gefensterete *Elastica interna* sich zu einer konzentrischen Membran schließe.

F. ZUSAMMENFASSUNG

Die Aufgabe dieser Arbeit war es, die Pulswellengeschwindigkeit in dem Alter von der Geburt bis etwa vier Lebensjahren zu bestimmen, in dem sie WEZLER und BÖGER noch nicht untersucht hatten. Dabei mündete die ermittelte Kurve bei ihrem Abschluß in die von WEZLER und BÖGER ein.

Es wurde an 57 Säuglingen und Kleinkindern die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta und in der Arterterie gemessen. Dabei ergab sich in den ersten Lebensjahren eine erhöhte Wellengeschwindigkeit im elastischen Gefäß. Es konnten deshalb die Ergebnisse von GRASER voll bestätigt werden.

Gleichzeitig fand sich aber im muskulären Gefäß nach der Geburt eine zunächst auffallend niedrige Pulswellengeschwindigkeit, die während der ersten zwei Lebensjahre anstieg. Somit kann auch den Werten der Wellengeschwindigkeit im Armgefäß, die von ROMINGER gemessen wurden und zunächst unwahrscheinlich erschienen, voll zugestimmt werden. Hierfür dürften zwei Faktoren maßgebend sein:

1. eine Ausdehnung und Erweiterung des zentralen Windkessels beim Neugeborenen in die proximalen Teile der Arterterie bis zum Abgang der Art. profunda brachii, wobei mit der kleineren Pulswellengeschwindigkeit ein geringerer Spannungsmodul einherläuft, der Ausdruck einer dehnbaren Wand ist,
2. eine Veränderung der Wandstruktur und des Radius-Dickenverhältnisses zugunsten der Wanddicke unter gleichzeitiger Straffung der Arterieninnenwand.

Von der Erkenntnis, daß eine relativ niedrigere Pulswellengeschwindigkeit im muskulären Gefäß gegenüber der höheren Pulswellengeschwindigkeit im elastischen Gefäß gegeben ist, wird eine Ergänzung zur funktionellen Kreislaufanalyse im frühen Kindesalter erhofft.

G. LITERATURVERZEICHNIS

1. ARGAUD, zit. nach DRAGENDORFF
2. ASCHOFF, zit. nach DRAGENDORFF
3. BENECKE, zit. nach DRAGENDORFF
4. BENNINGHOFF, Handb.d.mikrosk. Anat.d. Menschen von W.v. MÖLLEN-
DORFF, Bd. VI, Teil 1, S.49-131, Springer-Verlag Berlin, 1931
5. BLUMBERGER, Kj., Kreislaufmessungen, Werkverlag Dr. Edm. Bana-
schewski, München 1958
6. BOLT, zit. nach GRASER
7. DRAGENDORFF, Handb.d. Anat.d. Kindesalters, Bd. II, München 1938
8. FRANK, zit. nach WEZLER
9. GRASER, F., Über den Kreislauf im frühen Kindesalter, Verlag Dr. Pfan-
neberg & Co., Gießen 1953
10. GRÜNSTEIN, Arch.mikrosk. Anat. 47, Berlin (1896)
11. HALLENBERGER, zit. nach DRAGENDORFF
12. HÜRTLE, zit. nach MÖLLENDORFF-BENNINGHOFF
13. JORES, L., Handb.d.spez.pathol. Anat.u. Histol. von HENKE-LUBARSCH,
Bd. II, Berlin 1924
14. KANI, I., Virchows Arch. 201, 45 (1910)
15. KEUTH, U. und PEUSQUENS, M., Z. Kinderheilkd. 78, 379-400 (1956)
16. MAYERSBACH, H., Anat. Anz. 102, 333-360 (1956)
17. MEYER, W. W., Verhandl.d.Deutschen Gesellschaft für Kreislaufforschg.,
1958, S.15-40
18. ROLLHÄUSER, Gegenbaurs Jahrb. 93, 170-191 (1954)
19. ROMINGER, E. und MEYER, H., Z. Kinderheilkd. 52, 577 (1932)
20. ROTTER und ROTTMANN, Arch.f.Kreislaufforschg. 18, 76-83 (1952)
21. SEITZ, zit. nach DRAGENDORFF
22. SIMON, E. und MEYER, W. W., Klin. Wchnschr. 36, 424 (1958)

23. THOMA, R., Beitr.z.pathol.Anat.z.u.allg.Pathol. 66, 377 (1920)
24. VOIGT, zit. nach DRAGENDORFF
25. WAGNER, R. und KAPAL, E., Die Naturwissensch. 41, 29 (1954)
26. WEZLER, K. und BÖGER, A., Erg.Physiol. 41, 292 (1939)
27. WEZLER, K. und BÖGER, A., Arch.exp.Pathol. 184, 487 (1937)
28. WOLFF, zit. nach DRAGENDORFF
29. WAGNER, R. und KAPAL, E., Klin.Wchnschr. 30, 1 (1952)

Es ist mir eine angenehme Aufgabe, an dieser Stelle Herrn Professor Dr. Köttgen dafür zu danken, daß ich an seiner Klinik diese Arbeit anfertigen durfte, und daß er mir die Untersuchung an den Säuglingen und Kindern gestattete. Gleichzeitig darf ich ihm meinen ergebensten Dank für die freundliche Übernahme des Korreferates aussprechen.

Für die Überlassung des Themas, die wertvollen Anregungen, die Literaturhinweise und die anfänglichen Erklärungen auf kreislaufphysiologischem Gebiet bin ich Herrn Professor Dr. Graser ebenso dankbar, wie für die Mühe und die Arbeit, die er für die Durchsicht des Manuskriptes aufwendete.

Gleichzeitig möchte ich auch Herrn Dr. Berger danken, der mich ausführlich in die Untersuchungsmethoden im Kreislaulabor einführte.

LEBENS LAUF

Am 22. März 1936 wurde ich als einziges Kind des Landgerichtsdirektors Johannes Tiebel und seiner Ehefrau Annamaria, geb. Parker, in Berlin-Wilmersdorf geboren. Dort verbrachte ich die ersten sieben Jahre meines Lebens, wobei ich im letzten Jahre die erste Klasse der Volksschule in Berlin-Dahlem besuchte. Bei der Evakuierung der Berliner Kinder kam ich 1943 zur Schwester meiner Mutter nach Minten bei Naugard in Pommern. Im Februar 1945 siedelten meine Eltern mit mir nach Wiesbaden um, wo wir noch heute wohnen. Nachdem ich vom Herbst 1945 bis Herbst 1946 das vierte Volksschuljahr in Sonnenberg besucht hatte, kam ich nach bestandener Prüfung als Sextaner in das Staatliche Gymnasium und Realgymnasium zu Wiesbaden, und zwar auf den humanistischen Zweig. An dieser Schule, dem heutigen Dilthey-Gymnasium, legte ich im Februar 1956 meine Reifeprüfung ab. Ab Sommersemester 1956 studierte ich fünf Semester an der Mainzer Johannes Gutenberg-Universität, wo ich auch im Herbst 1958 meine ärztliche Vorprüfung ablegte. Danach war ich zwei Semester an der Medizinischen Akademie in Düsseldorf und ein weiteres Semester an der Universität in Wien immatrikuliert. Ab Sommersemester 1960 studierte ich nun wiederum an der Mainzer Universität, wo ich vom 7. August 1961 bis 4. Januar 1962 mein medizinisches Staatsexamen ablegte.

